

RADIODIAGNOSTIC DEVICE

Patent Number: JP7171142
Publication date: 1995-07-11
Inventor(s): TSUKAMOTO AKIRA; others: 03
Applicant(s): TOSHIBA CORP; others: 01
Requested Patent: ☐ JP7171142
Application Number: JP19930320716 19931221
Priority Number(s):
IPC Classification: A61B6/00; H05G1/38
EC Classification:
Equivalents:

Abstract

PURPOSE:To provide a radiodiagnostic device capable of eliminating a bad effect on image quality by a front lighting type flat detector or photo pickup, and providing a proper exposure without performing a text exposure.

CONSTITUTION:In a radiodiagnostic device having a radiation exposing means 10, an image intensifier 20 for converting the radiographic image into an optical image, and a TV camera 40 for photographing the optical image, the device is provided with a nondestructive readable solid image pickup element integrated into the TV camera 40 and a means 73 for adding the picture element value of the image by the nondestructive reading from the solid image pickup element. This device is further provided with a means 74 for stopping radiation exposure when the picture element integrated by the integrating means 73 exceeds a prescribed value, and means 50, 60 for reading the image information stored in the solid image pickup element after stopping the exposure.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-171142

(43)公開日 平成7年(1995)7月11日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

片内整理番号

FI

技術表示箇所

A 6 1 B 6/00

H 0 5 G 1/38

9163-4C

A 6 1 B 6/ 00

303 F

審査請求 未請求 請求項の数3 OL (全 5 頁)

(21)出願番号 特願平5-320716

(22)出願日 平成5年(1993)12月21日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(71)出願人 000221214

東芝メディカルエンジニアリング株式会社

栃木県大田原市下石上1385番の1

(72)発明者 塚本 明

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(72)発明者 西木 雅行

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社
東芝那須工場内

(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦

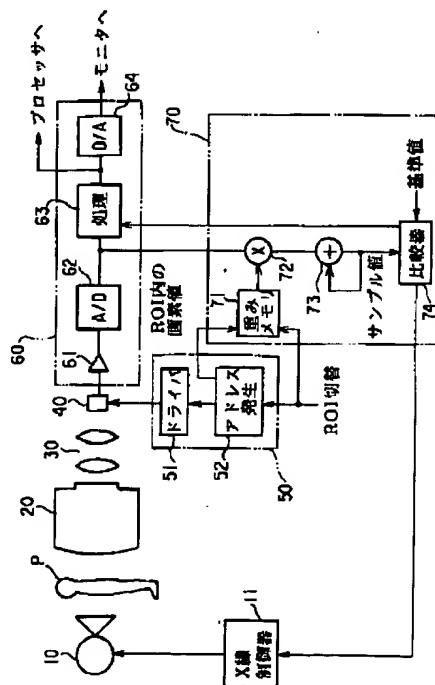
[最終頁に続く](#)

(54)【発明の名称】 放射線診断装置

(57) 【要約】

【目的】前面採光型平面検出器やフォトリックアップによる画質への悪影響を排除し、テスト曝射を行なうことなく適正な露光量が得られる放射線診断装置を提供すること。

【構成】放射線曝射手段１０と、放射線像を光学像に変換するイメージインテンシファイア２０と、前記光学像を撮影するＴＶカメラ４０を備えた放射線診断装置において、ＴＶカメラ４０に組み込まれた非破壊読み出し可能な固体撮像素子と、この固体撮像素子から非破壊読み出しにより画像の画素値を加算する手段７３と、積算する手段７３により積算された画素値が所定値を越えたときに放射線曝射を停止する手段７４と、曝射停止後前記固体撮像素子に蓄積された画像情報を読み出す手段５０、６０とを備えている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】放射線を照射する放射線照射手段と、この放射線照射手段と被検体を挟んで対向配置され前記放射線によって生じた上記被検体の放射線像を光学像に変換するイメージインテンシファイアと、前記光学像を撮影するTVカメラを備えた放射線診断装置において、前記TVカメラに組み込まれた非破壊読み出し可能な固体撮像素子と、この固体撮像素子から非破壊読み出しにより得られた画像の画素値を加算する手段と、前記加算する手段により累積された画素値が所定値を越えたときに放射線照射を停止する手段と、照射停止後前記固体撮像素子に蓄積された画像情報を読み出す手段とを備えることを特徴とする放射線診断装置。

【請求項2】前記固体撮像素子において非破壊読み出しを行なう領域を指定する手段を具備することを特徴とする請求項1に記載の放射線診断装置。

【請求項3】前記非破壊読み出しにより得られた画素値に対し、所定の重み係数を掛けることを特徴とする請求項1または2に記載の放射線診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、被検体に放射線を照射して得られた放射線像をイメージインテンシファイア（以下、「I. I.」と称する。）により光学像に変換し、この光学像をTVカメラを介してモニタに表示することにより被検体を診断する放射線診断装置に関し、特に放射線照射量を適正に制御する機能を有する放射線診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来から放射線診断装置の一つであるX線診断装置であって、被検者を透過したX線をフィルムに直接撮像するスポット寝台装置では、露光計としてフィルムの前面に前面採光型平面検出器を配置し、この検出器に入射したX線量をモニタすることで、適正な露光量を計測するようにしている。すなわち、検出器に入射した合計の放射線量があるしきい値を越えた時点でX線管にX線照射を停止するように制御が行なわれている。

【0003】一方、別のX線診断装置であって、被検者を透過したX線をI. I.で光学像に変換し、この光学像をTVカメラで撮影するデジタルX線装置では、I. I.とTVカメラの間にフォトリックアップと光電子倍增管(PMT)を配置し、I. I.出力を常にモニタすることで適正光量をTVカメラに入射するようにしている。なお、この装置では、予め何度かテスト照射を行ない、PMT出力が適正な露光量を示す設定値に達した時点でX線照射が停止するようにして、撮影時のX線照射条件を決定し、その後、撮影を行なうようにしている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】上記のような従来の露光量計測方法を備えたX線診断装置にあつては次のよう

な問題があつた。すなわち、前面採光型平面検出器を用いたスポット寝台装置にあつてはX線照射野に検出器が配置されるため画質が低下する等の悪影響があるという問題があつた。一方、フォトリックアップを用いたデジタルX線装置にあつては、テスト照射を必要とするため被検者の被曝線量が増すという問題があつた。また、I. I.出力光路上にフォトリックアップが配置されているため、ケラレ等が発生し、画質が低下するという問題もあつた。さらに、専用の回路または機構を必要とするため、コストが高くなるという問題があつた。

【0005】そこで本発明は、前面採光型平面検出器やフォトリックアップによる画質への悪影響を排除し、テスト照射を行なうことなく適正な露光量が得られる放射線診断装置を提供することを目的としている。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決し目的を達成するために、本発明は、放射線を照射する放射線照射手段と、この放射線照射手段と被検体を挟んで対向配置され前記放射線によって生じた上記被検体の放射線像を光学像に変換するイメージインテンシファイアと、前記光学像を撮影するTVカメラを備えた放射線診断装置において、前記TVカメラに組み込まれた非破壊読み出し可能な固体撮像素子と、この固体撮像素子から非破壊読み出しにより画像の画素値を加算する手段と、前記加算する手段により累積された画素値が所定値を越えたときに放射線照射を停止する手段と、照射停止後前記固体撮像素子に蓄積された画像情報を読み出す手段とを備えるようにした。

【0007】また、前記固体撮像素子において非破壊読み出しを行なう領域を指定する手段を具備することが好ましい。さらに、前記非破壊読み出しにより得られた画素値に対し、所定の重み係数を掛けることが好ましい。

【0008】

【作用】上記手段を講じた結果、次のような作用が生じる。すなわち、放射線TVカメラの入力デバイスとして非破壊読み出し可能な固体撮像素子を用いている。ところで、非破壊読み出し不可能な固体撮像素子は受光状態にあると、素子の各画素にはその入射光量に応じた電荷が蓄えられるが、この蓄積された電荷を画像情報として素子の外部に取り出した時点で素子内部には電荷が無くなる。このため、一旦画像情報を読み出すと、読み出された時点以降に受光した電荷しか読み出すことはできない。一方、非破壊読み出し可能な固体撮像素子では、蓄積された電荷を画像情報として素子の外部に取り出しても素子内部の電荷は破壊されない。したがって蓄積途中の各画素の電荷量に比例する出力を得ることができるとともに、引き続き蓄積動作を実行できる。このため、上記電荷量に比例する出力が基準値を越えた時点で放射線照射を停止し、この時点で素子の全領域の画像情報を読み出して通常の画像信号として出力すれば、適正な露光

量を得ることが可能である。また、素子の非破壊読み出しを行なう領域を指定すれば、露光量はその領域が適正な明るさを得た時点で放射線の曝射を止めるようにすることが可能である。

【0009】

【実施例】図1は本発明の一実施例に係るX線診断装置の構成を示すブロック図である。この図において、10はX線管、20はI. I.、30は光学系、40はTVカメラ、50はTVカメラ駆動部、60は信号処理部、70は自動輝度調整回路を示している。

【0010】X線管10はX線制御器11によってX線曝射条件が制御されている。X線制御器11には後述する比較器74の出力が接続されている。TVカメラ40の入力デバイスには非破壊読み出しが可能で、かつランダムアクセス可能な固体撮像素子であるCMD (charge modulation device) が用いられている。

【0011】TVカメラ駆動部50は、TVカメラ40を駆動するドライバ51と、TVカメラ40の画像情報を読み出す領域を指定するアドレス発生部52を備えている。なお、アドレス発生部52は後述するフォトタイマモード時に、予め指定された採光野に対応する複数の領域ROI (region of interest) から画素を読み出すためのアドレス指定情報を複数有している。さらに、アドレス発生部52は、通常の撮影モード時の全画素読み出し動作を行なうためのアドレス指定情報を有している。

【0012】信号処理部60は、TVカメラの出力を増幅するアンプ61と、増幅された信号をA/D変換するA/D変換器62と、信号を後述するような処理を行なう処理部63と、処理後の信号をD/A変換するD/A変換器64を備えている。なお、処理部63には後述する比較器74の出力が接続され、出力には図示しないプロセッサが接続されている。

【0013】自動輝度調整回路70は、オペレータの指定する採光野の領域ROI及びアドレス指定情報に対応する重み係数のセットを複数記憶する重みメモリ71と、A/D変換器62の出力と重みメモリ71に記憶された情報とをかけあわせる第1演算部72と、この第1演算部72の出力を加算する第2演算部73と、この第2演算部73の出力が予め適正な露光量となるように与えられた基準値とを比較し、基準値を越えたときにX線制御器11に信号を出力する比較器74を備えている。

【0014】なお、アドレス発生部52及び重みメモリ71には予めオペレータにより所定の情報が操作卓（不図示）を介して入力されている。このように構成された本実施例のX線診断装置は次のように動作する。すなわち、撮影の準備として、オペレータは図3の(a)、

(b)に示すような形状のサンプルの中から採光野の領域ROIを診断を行なう部位が含まれるように操作卓により選択する。準備が完了した時点で、オペレータが撮

影開始を指令すると、X線管10からX線がX線管10とI. I. 20との間に位置する被検者Pに対して曝射される。同時に、アドレス発生部52では、フォトタイマモードが自動的に開始し、は予め選択された採光野の領域ROIを指定するアドレスを発生し、ドライバ51を介してTVカメラ40の撮像素子CMDを駆動する。

【0015】フォトタイマモードにおいては、TVカメラ40から出力された画像信号はアンプ61、A/D62を通して、処理部63及び自動輝度調整回路70の第1演算部72に入る。このとき、処理部63では処理が行なわれない。予め選択された採光野の領域ROIに基づいて読み出される画素の順番が予め決められた順でTVカメラ40より出力される。その順番（タイミング）に合わせて重みメモリ71から予めオペレータにより指定された採光野の領域ROI及びアドレス指定情報に対応するセットの重み値が読み出され、第1演算部72において対応する画素に重み係数が掛けられる。なお、この重み係数は選択された採光野の領域ROIの中でも特に診断に必要な部分の露光が後述するサンプル値において反映されるように大きい値が設定されている。

【0016】一方、第1演算部72で得られた画像信号は第2演算部73において累積され、TVカメラ40の採光野の領域ROI内の画像データのサンプル値となる。この画像データのサンプル値が t_1 におけるサンプル値として比較器74にかけられる。比較器74では予め決められた基準値と入力されたサンプル値とを比較する。アドレス発生部52はフォトタイマモードが終了するまで所定のサイクルでアドレス信号の発生を繰り返すので、TVカメラ40のCMDに蓄えられた電荷は時間 $t_2 \sim t$ において、順次サンプル値という形でモニタされる。比較器74では、サンプル値が基準値を越えた時点 t でX線制御器11に対してX線停止信号を出力する。なお、基準値を越えない場合は、次のサンプル値が入力されるまで待つ。このとき、サンプル値の入力のサイクルはROI領域の画素数に比例するので、ROI領域が狭いほど新たなサンプル値の入力タイミングは早くなり、より正確な露光量の画像が得られる。

【0017】このようにしてX線曝射が停止すると、アドレス発生部52はフォトタイマモードを終了し、撮影モードを開始する。撮影モードにおいては、画像情報の読み出しが行なわれる。TVカメラ40のCMDは非破壊読み出しされていたため、曝射開始時からの情報を失うことなく蓄えており、ランダムアクセスされて、全領域の画像情報が無駄なく高速に読み出される。読み出された画像情報は増幅器61、A/D変換器62を介して処理部63に入力され、処理部63により画像処理が行なわれる。処理された画像情報はプロセッサ及びD/A変換器64に出力される。D/A変換器64でD/A変換された画像情報はモニタへ出力され、適正な露光量の画像が表示される。

5

【0018】上述したように本実施例に係るX線診断装置では、非破壊読み出し可能なCMDを用いることにより、検出器やフォトピックアップを用いることなく、露光量を計測することができるので、モニタに表示される画像の画質への悪影響は生じない。

【0019】一方、フォトタイマモードにおいては、予め指定された採光野の領域ROI内のみの露光のサンプル値を測定するため、全画素を読み出す場合に比べサンプル値が得られる間隔を短くでき、より精密な露光量の測定が可能となる。また、画像全体の露光量を平均的に適正にするのではなく、指定した部位の露光に対して重み係数を掛けることとしているので、診断に必要な部位の露光量が適正となる。さらに、アドレスに複数の数種類のアドレス指定情報を持たせることにより、オペレータが撮像部位に適合する採光野の領域ROIを選択することが可能である。なお、この方法により設定される採光野の領域ROIはその大きさ、形状がほぼ自由であるので、診断に適した領域を操作者が適宜選択できる。

【0020】なお、本発明は上述した実施例に限定されるものではない。例えば、領域ROIの形状は図3に示したものに限られない。また、予め用意された領域ROIのサンプルから選ぶのではなく、オペレータが任意の形状の領域ROIを指定するようにしてもよい。さらに得られた画像データを写真化してもよい。このほか本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能であるのは勿論である。

【0021】

【発明の効果】本発明によれば、非破壊読み出し可能な固体撮像素子から画素値を読み出し、この画素値が所定値を越えた時点で放射線曝射を停止するようにしているので、適正な露光量が得られ、また固体撮像素子内の画像データは読み出しにより破壊されないで、放射線曝射停止後に画像データを読み出すことが可能である。し

6

たがって、検出器やフォトピックアップを用いることなく、露光量を計測することができるので、モニタに表示される画像の画質への悪影響がなく、また、テスト曝射を行なう必要がないので、被検者への被曝が最小限に抑えることが可能な放射線診断装置を得られる。

【0022】なお、露光量計測時は、予め指定された採光野のみの露光量を測定するため、全画素を読み出す場合に比べ、より精密な露光量の測定が可能となる。また、画像全体の露光量を平均的に適正にするのではなく、指定した部位の露光に対して重み係数を掛けることとしているので、診断に必要な部位の露光量が適正となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例に係るX線診断装置の構成を示すブロック図。

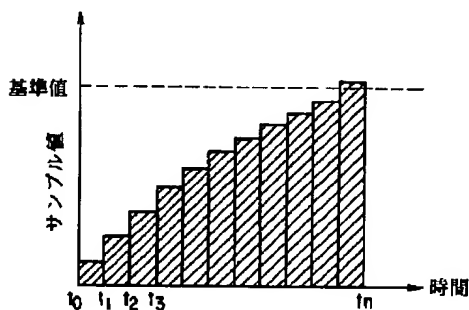
【図2】同装置のフォトタイマモード時におけるサンプル値を示す図。

【図3】同装置に記憶された採光野の領域ROIの形状の例を示す図。

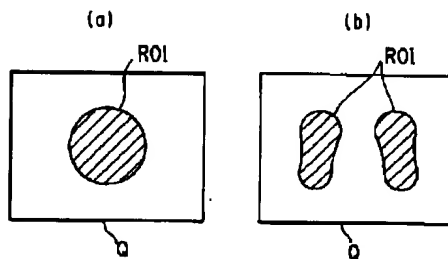
【符号の説明】

10…X線管	11…X線制御器
20…I. I.	30…光学系
40…TVカメラ	50…TVカメラ
駆動部	
51…ドライバ	52…アドレス発生部
60…信号処理部	61…アンプ
62…A/D変換器	63…処理部
64…D/A変換器	70…自動輝度調整回路
71…重みメモリ	72…第1演算部
73…第2演算部	74…比較器

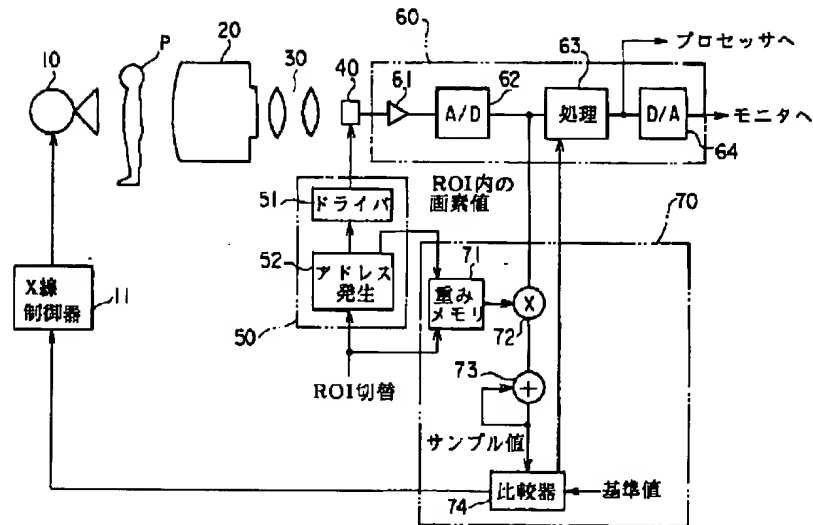
【図2】



【図3】



【図1】



フロントページの続き

(72)発明者 名瀬 好一郎
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(72)発明者 永井 清一郎
栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メ
ディカルエンジニアリング株式会社内